



AK

PN - JP2000201922 A 20000725
PD - 2000-07-25
PR - JP19990045295 19990114
OPD - 1999-01-14
TI - (A)

RESPIRATION SYNCHRONIZING CONTROL DEVICE AND RESPIRATION SYNCHRONIZING CONTROL MEDICAL EQUIPMENT

AB - (A)

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a respiration synchronizing control device for detecting the respiration phase of an organism easily and rapidly with accuracy and converting a detection signal into an equipment control signal to send it out. **SOLUTION:** This control device is characterized by the use of function of a semiconductor position detecting element (PSD) and composed of a light source part 3 with a light source position or a light direction fluctuating in correspondence with the fluctuation of the outer skin of an organism 1 interlocked with respiration, the PSD 7 receiving light from the light source part 3, as a fluctuation signal of the outer skin of the organism 1 and converting it into an electric signal corresponding to the cycle phase of respiration, and a control circuit 8 sending an actuation control signal of other controlled equipment on the basis of this electric signal.

IN - (A)

MINOHARA SHINICHI; KUWATA AKIRA

PA - (A)

NATL INST OF RADIOLOGICAL SCIE; TOYONAKA KENKYUSHO KK

IC - (A B2)

A61B6/03; A61B5/055; A61B8/00; A61N5/10

© WPI/DERWENT

TI - Respiration synchronous control apparatus for medical diagnosis e.g. radiotherapy, converts direction fluctuating IR rays to electrical signal relative to phase period of respiration and outputs control signal

PR - JP19990045295 19990114

PN - JP2000201922 A 20000725 DW200048 A61B6/03 007pp

- JP3326597B2 B2 20020924 DW200264 A61B6/03 004pp

PA - (KAGA-N) KAGAKU GIJITSUCHO HOSHASEN IGAKU SOGO

- (TOYO-N) TOYONAKA KENKYUSHO KK

IC - A61B5/055 ;A61B6/03 ;A61B8/00 ;A61N5/10

AB - JP2000201922 NOVELTY - A light emitting diode (3) emits infrared rays with direction fluctuation corresponding to the respiratory movement of patient (1). The semiconductor position detecting element (PSD) (7) converts the infrared rays to electrical signal corresponding to phase period of respiration and the controller (8) sends operating control signal to other controller (14) corresponding to electrical signal received.

- DETAILED DESCRIPTION - An INDEPENDENT CLAIM is also included for the respiration synchronous control medical apparatus.

- USE - For medical diagnosing such as radio therapy, computer tomography (CT), nuclear magnetic resonance (NMR) video diagnostic apparatus, ultrasonic diagnostic apparatus.

- ADVANTAGE - Based on respiration phase characteristics, operating control signal is sent to controlled device quickly. Accuracy is increased.

- DESCRIPTION OF DRAWING(S) - The figure shows the schematic block diagram of the respiration synchronous control apparatus.

- Patient 1



JP2000201982



INVESTOR IN PEOPLE

- Emitting diode 3
- Semiconductor position detecting element 7
- Controllers 8, 14
- (Dwg. 1/4)
- OPD - 1999-01-14
- AN - 2000-528708 [48]

©PAJ/JPO

- PN - JP2000201922 A 20000725
- PD - 2000-07-25
- AP - JP19990045295 19990114
- IN - MINOHARA SHINICHI; KUWATA AKIRA
- PA - NATL INST OF RADIOLOGICAL SCIENCES; TOYONAKA KENKYUSHO: KK
- TI - **RESPIRATION** SYNCHRONIZING CONTROL DEVICE AND **RESPIRATION** SYNCHRONIZING CONTROL MEDICAL EQUIPMENT
- AB - PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a **respiration** synchronizing control device for detecting the **respiration** phase of an organism easily and rapidly with accuracy and converting a detection signal into an equipment control signal to send it out.
- SOLUTION: This control device is characterized by the use of function of a semiconductor position detecting element (PSD) and composed of a light source part 3 with a light source position or a light direction fluctuating in correspondence with the fluctuation of the outer skin of an organism 1 interlocked with **respiration**, the PSD 7 receiving light from the light source part 3, as a fluctuation signal of the outer skin of the organism 1 and converting it into an electric signal corresponding to the cycle phase of **respiration**, and a control circuit 8 sending an actuation control signal of other controlled equipment on the basis of this electric signal.
- I - A61B6/03 ; A61B5/055 ; A61B8/00 ; A61N5/10

To: Daniel Jones

Room: 1G74

Reference:

a case

Order: Ad-hoc Order

Pub No.

JP2000201922

Copies

1 CIMS

Footnote :

LIB - Supplied by CIMS staff from Internet

NMP - Supplied from NMP

On File - Documents already present on Patent Case file

CIMS - Supplied automatically from Inohov

(19)日本特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2000-201922

(P2000-201922A)

(43)公開日 平成12年7月25日(2000.7.25)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード(参考)
A 6 1 B 6/03	3 7 0	A 6 1 B 6/03	3 7 0 B 4 C 0 8 2
5/055		8/00	4 C 0 9 3
8/00		A 6 1 N 5/10	M 4 C 0 9 6
A 6 1 N 5/10		A 6 1 B 5/05	3 9 0 4 C 3 0 1

審査請求 有 請求項の数13 書面 (全 7 頁)

(21)出願番号 特願平11-45295

(22)出願日 平成11年1月14日(1999.1.14)

(71)出願人 591146376

科学技術庁放射線医学総合研究所長
千葉県千葉市稲毛区六川4丁目9番1号

(71)出願人 599023635

株式会社豊中研究所
大阪府豊中市本町5丁目5番28号

(72)発明者 菱原 伸一

千葉県千葉市美浜区稲毛海岸5丁目5番
26棟401号

(72)発明者 桑田 昭

大阪府豊中市本町5丁目5番28号

(74)代理人 100072420

弁理士 小鍛冶 明

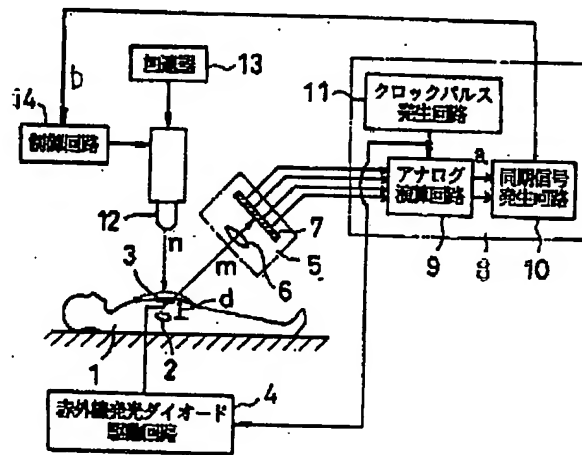
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 呼吸同期制御装置および呼吸同期制御医療機器

(57)【要約】

【課題】 放射線治療機器、CTスキャナー、MRI診断機器、超音波診断機器など、各種の機器の中には、人体の呼吸の位相に同期させて機器を制御する必要があるものがあるが、そのような制御目的のために、生体の呼吸位相を簡単に精度良く迅速に検出し、この検出信号を機器の制御信号に変換して送出する呼吸同期制御装置を構成する。

【解決手段】 半導体位置検出素子(PSD)の機能を利用することを特徴とし、呼吸と連動する生体(1)の表皮の変動に対応して光源の位置あるいは光線が変動する光源部(3)と、光源部(3)からの光を生体(1)の表皮の変動信号として受光してこれを呼吸の周期位相に対応した電気信号に変換するPSD(7)と、この電気信号を基に他の被制御機器の作動制御信号を送出する制御回路(8)によって呼吸同期制御装置を構成する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 呼吸と連動する生体表皮の変動に対応して光源の位置あるいは光線の方向が変動する光源部と、この光源部からの光を前記生体表皮の変動位置信号として受光してこれを前記呼吸の周期位相に対応した電気信号に変換する半導体位置検出素子と、この電気信号を基に他の被制御機器の作動制御信号を送出する制御回路を含むことを特徴とする呼吸同期制御装置。

【請求項 2】 呼吸と連動する生体表皮に光源部の発光体を固定すると共に、この発光体からの光を前記生体表皮の変動位置信号として受光してこれを前記呼吸の周期位相に対応した電気信号に変換する半導体位置検出素子と、この電気信号を基に他の被制御機器の作動制御信号を送出する制御回路を備えたことを特徴とする呼吸同期制御装置。

【請求項 3】 発光体とこの発光体からの光を反射する反射体で光源部を構成し、呼吸と連動する生体表皮に前記反射体を固定すると共に、この反射体からの光を前記生体表皮の変動位置信号として受光してこれを前記呼吸の周期位相に対応した電気信号に変換する半導体位置検出素子と、この電気信号を基に他の被制御機器の作動制御信号を送出する制御回路を備えたことを特徴とする呼吸同期制御装置。

【請求項 4】 発光体として赤外線発光ダイオードを用いたことを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の呼吸同期制御装置。

【請求項 5】 呼吸と連動する生体表皮の変動に対応して光源の位置あるいは光線の方向が変動する光源部と、この光源部からの光を前記生体表皮の変動位置信号として受光してこれを前記呼吸の周期位相に対応した電気信号に変換する半導体位置検出素子と、この電気信号を基に呼吸同期制御信号を送出する制御回路を備え、この呼吸同期制御信号に基づいて作動時点を制御することを特徴とする呼吸同期制御医療機器。

【請求項 6】 呼吸と連動する生体表皮の変動に対応して光源の位置あるいは光線の方向が変動する光源部と、この光源部からの光を前記生体表皮の変動位置信号として受光してこれを前記呼吸の周期位相に対応した電気信号に変換する半導体位置検出素子と、この電気信号を基に呼吸同期制御信号を送出する制御回路を備え、この呼吸同期制御信号に基づいて放射線照射の作動時点を制御することを特徴とする呼吸同期制御医療機器。

【請求項 7】 呼吸と連動する生体表皮の変動に対応して光源の位置あるいは光線の方向が変動する光源部と、この光源部からの光を前記生体表皮の変動位置信号として受光してこれを前記呼吸の周期位相に対応した電気信号に変換する半導体位置検出素子と、この電気信号を基に呼吸同期制御信号を送出する制御回路を備え、この呼吸同期制御信号に基づいて粒子線照射の作動時点を制御することを特徴とする呼吸同期制御医療機器。

【請求項 8】 呼吸と連動する生体表皮の変動に対応して光源の位置あるいは光線の方向が変動する光源部と、この光源部からの光を前記生体表皮の変動位置信号として受光してこれを前記呼吸の周期位相に対応した電気信号に変換する半導体位置検出素子と、この電気信号を基に呼吸同期制御信号を送出する制御回路を備え、この呼吸同期制御信号に基づいて磁場形成の作動時点を制御することを特徴とする呼吸同期制御医療機器。

【請求項 9】 呼吸と連動する生体表皮の変動に対応して光源の位置あるいは光線の方向が変動する光源部と、この光源部からの光を前記生体表皮の変動位置信号として受光してこれを前記呼吸の周期位相に対応した電気信号に変換する半導体位置検出素子と、この電気信号を基に呼吸同期制御信号を送出する制御回路を備え、この呼吸同期制御信号に基づいて超音波送出の作動時点を制御することを特徴とする呼吸同期制御医療機器。

【請求項 10】 呼吸と連動する生体表皮に光源部の発光体を固定すると共に、この発光体からの光を前記生体表皮の変動位置信号として受光してこれを前記呼吸の周期位相に対応した電気信号に変換する半導体位置検出素子と、この電気信号を基に呼吸同期信号を送出する制御回路を備え、この呼吸同期制御信号に基づいて作動時点を制御することを特徴とする請求項 5 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の呼吸同期制御医療機器。

【請求項 11】 発光体とこの発光体からの光を反射する反射体で光源部を構成し、呼吸と連動する生体表皮に前記反射体を固定すると共に、この反射体からの光を前記生体表皮の変動位置信号として受光してこれを前記呼吸の周期位相に対応した電気信号に変換する半導体位置検出素子と、この電気信号を基に呼吸同期信号を送出する制御回路を備え、この呼吸同期制御信号に基づいて作動時点を制御することを特徴とする請求項 5 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の呼吸同期制御医療機器。

【請求項 12】 呼吸と連動する生体表皮に光源部の赤外線発光ダイオードを固定すると共に、この赤外線発光ダイオードからの光を前記生体表皮の変動位置信号として受光してこれを前記呼吸の周期位相に対応した電気信号に変換する半導体位置検出素子と、この電気信号を基に呼吸同期信号を送出する制御回路を備え、この呼吸同期制御信号に基づいて作動時点を制御することを特徴とする請求項 5 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の呼吸同期制御医療機器。

【請求項 13】 赤外線発光ダイオードとこの赤外線発光ダイオードからの光を反射する反射体で光源部を構成し、呼吸と連動する生体表皮に前記反射体を固定すると共に、この反射体からの光を前記生体表皮の変動位置信号として受光してこれを前記呼吸の周期位相に対応した電気信号に変換する半導体位置検出素子と、この電気信号を基に呼吸同期信号を送出する制御回路を備え、この呼吸同期制御信号に基づいて作動時点を制御することを

特徴とする請求項5乃至9のいずれか1項に記載の呼吸同期制御医療機器。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、半導体位置検出素子(Position Sensitive Detector, 「PSD」と略す)を用いて呼吸に伴う生体局所の変動位置を検出しこの検出信号に基づいて各種の機器の作動時点を制御する呼吸同期制御装置と、優れた呼吸同期制御手段を備えることによって特に著しく機能が高まる放射線治療機器、コンピュータ断層撮影(Computer Tomography, 「CT」と略す)装置(CTスキャナー)、核磁気共鳴映像(Magnetic Resonance Imaging, 「MRI」と略す)診断機器、超音波診断機器などの呼吸同期制御医療機器に関するものである。

【0002】

【従来の技術】今日まで各種の電磁波・粒子線や、レーザー光、磁気、超音波などの特性を利用した医療機器(検診・診断機器や治療機器)が開発されている。特に人体局所の悪性腫瘍の治療には、古くから患部に放射線を照射する放射線療法が多用され、さらに有効な放射線治療が模索され試行されている。放射線はX線をはじめガンマ線、中性子線、陽子線、重粒子線など多様であるが、昨今重粒子線を照射する放射線治療の効果が注目されている。放射線治療において欠かせない重要なことの一つは、放射線照射によって人体の正常な組織に及ぼされるかも知れない障害を極力抑えながら患部組織に大きな線量(放射線の強さ)を集中させることである。この重要な条件に対し、放射線を生体(本願では人体を含む生物の体)に照射した際の生体内における線量分布特性(生体の表面からの深さとその深さ点における線量の間の関係特性)が大きな意味を持つ。図3は各種放射線の生体内における線量分布特性の傾向を示すものである。同図から明らかなように、各放射線はそれぞれ特有の特性を持つが、陽子線や粒子線は、その付与されたエネルギーに応じて或る深さで(図示の例では生体の表面から約15cmの深さで)線量が急峻なピークとなる。従って生体表面からの患部の深さを別途測定し、その深さで照射線量がピークとなるに必要なエネルギーを付与した粒子線を、放射線照射装置から患部を目掛けて照射すれば、患部に線量を集中的に照射し、患部とは深さが異なる位置にある正常な組織に及ぼす障害を極力抑えることができる。

【0003】しかし現実には生体の呼吸に伴って生体の胸部や腹部の表面が変動しており、生体表面からの患部臓器の深さも呼吸による自律運動で周期的に常に変動している。その深さの変動幅は局所によっては3~4cmを超える場合も少なくない。従って放射線治療、とりわけ生体内における線量分布が急峻なピーク特性を持つ粒

子線の放射線治療では、生体表面からの患部の深さを所定の値(位置)に保った状態で放射線を照射することが極めて重要である。

【0004】このため従来は、生体表面からの患部の深さが所定の値(位置)になった時点で呼吸を一時止めてその間に放射線を患部に照射したり、自然呼吸に伴う生体の変動を検知してその呼吸位相に合わせて放射線を照射する呼吸同期照射法が採られている。そして呼吸同期照射法に必要な呼吸位相検知手段、即ち自然呼吸に伴う生体の変動を検知する手段として、従来は歪みゲージを生体の表皮(皮膚)に貼着し、呼吸による表皮の変動を歪みゲージによって圧力変化として検出して呼吸位相を検知するものがある。しかし呼吸の一時停止により患部臓器の位置を特定する手段は、患者の個人差により上記特定位置が安定しない難点があり、歪みゲージを用いる手段は、歪みゲージの貼着状態によって生体表皮の変動に対応する圧力の検出特性が変化するため、安定した呼吸位相検知が困難で高度の貼着技術を必要とする。

【0005】また、X線診断機器、CTスキャナー、MRI診断機器、超音波診断機器など患部の映像を撮影する診断機器においても、的確鮮明な映像・撮像を得るために、自然呼吸に伴う生体の変動を容易に、かつ安定に検知する呼吸位相検知手段が必要となる。

【0006】一方、対象物の位置を電気的に検出するセンサーとして、従来から半導体位置検出素子(PSD)が知られている。PSDはスポット状の光の位置を検出できる光センサーで、図4に示すように、基本的にはフォトダイオードのような一つの接合面を持つPIN構造の半導体であって、二次元PSDの場合、P層、N層それぞれの対向縁にX方向電極 P_{x1} 、 P_{x2} 、ならびにY方向電極 P_{y1} 、 P_{y2} を形成したものであり、その半導体面にスポット状の光Lが当たると電荷が発生し、P層で発生した電荷はX方向電極 P_{x1} 、 P_{x2} にそれぞれ電流 I_{x1} 、 I_{x2} となって分流し、N層で発生した電荷はY方向電極 P_{y1} 、 P_{y2} にそれぞれ電流 I_{y1} 、 I_{y2} となって分流する。そして各電極 P_{x1} 、 P_{x2} に分流する電流 I_{x1} 、 I_{x2} と、各電極 P_{y1} 、 P_{y2} に分流する電流 I_{y1} 、 I_{y2} の大きさは、それぞれ各電極 P_{x1} 、 P_{x2} 、 P_{y1} 、 P_{y2} から光Lの位置までの距離に反比例する。ちなみに電極 P_{x1} 、 P_{x2} 間の距離を S_x 、電極 P_{y1} 、 P_{y2} 間の距離を S_y 、光Lの位置を x 、 y で表せば、 $I_{x1} = I_{x0}(1/2 + x/S_x)$ 、 $I_{x2} = I_{x0}(1/2 - x/S_x)$ 、 $I_{y1} = I_{y0}(1/2 - y/S_y)$ 、 $I_{y2} = I_{y0}(1/2 + y/S_y)$ 、 $I_{x0} = I_{x1} + I_{x2}$ 、 $I_{y0} = I_{y1} + I_{y2}$ となる。従ってこれらの電流 I_{x1} 、 I_{x2} 、 I_{y1} 、 I_{y2} を知ることにより光Lの来たる位置を検出することができる。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】この発明の課題は、上記従来の状況に鑑み、PSDを活用して生体の呼吸位相を簡単に精度良く安定して検出しこの検出信号を種々の機器の制御信号に変換して送出し得る呼吸同期制御装置を構成することにある。またこの発明は、安定した高精度の呼吸位相信号に基づいて放射線の照射時点を制御し得る治療機器や、安定した高精度の呼吸位相信号に基づいて的確な映像撮影制御が可能な診断機器を構成することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】上記の課題を解決し目的を達するために、この発明は、呼吸と連動する生体表皮の変動に対応して光源の位置あるいは光線の方向が変動する光源部と、この光源部からの光を前記生体表皮の変動位置信号として受光してこれを前記呼吸の周期位相に対応した電気信号に変換する半導体位置検出素子と、この電気信号を基に他の被制御機器の作動制御信号を送出する制御回路によって呼吸同期制御装置を構成するものである。

【0009】そして、放射線照射治療機器やCTスキャナー、MRI診断機器、超音波診断機器などの医療機器に、呼吸と連動する生体表皮の変動に対応して光源の位置あるいは光線の方向が変動する光源部と、この光源部からの光を前記生体表皮の変動位置信号として受光してこれを前記呼吸の周期位相に対応した電気信号に変換する半導体位置検出素子と、この電気信号を基に呼吸同期制御信号を送出する制御回路を設け、この呼吸同期制御信号に基づいて医療機器の作動時点を制御するようにするものである。

【0010】

【発明の実施の形態】この発明の呼吸同期制御装置の基本的な実施の形態は、呼吸と連動する生体表皮の変動に対応して光源の位置あるいは光線の方向が変動する光源部と、この光源部からの光を生体表皮の変動位置信号として受光してこれを呼吸の周期位相に対応した電気信号に変換する半導体位置検出素子(PSD)と、この電気信号を基に他の被制御機器の作動制御信号を送出する制御回路を備えたことを特徴とする。

【0011】この発明の呼吸同期制御装置の実施形態の一つは、呼吸と連動する生体表皮に光源部の発光体を固定すると共に、この発光体からの光を生体表皮の変動位置信号として受光してこれを呼吸の周期位相に対応した電気信号に変換する半導体位置検出素子(PSD)と、この電気信号を基に他の被制御機器の作動制御信号を送出する制御回路を備えたことを特徴とする。

【0012】この発明の呼吸同期制御装置の他の実施形態は、発光体とこの発光体からの光を反射する反射体で光源部を構成し、呼吸と連動する生体表皮にこの反射体を固定すると共に、この反射体からの光を生体表皮の変動位置信号として受光してこれを呼吸の周期位相に対応

した電気信号に変換する半導体位置検出素子(PSD)と、この電気信号を基に他の被制御機器の作動制御信号を送出する制御回路を備えたことを特徴とする。

【0013】この発明の呼吸同期制御医療機器の基本的な実施の形態は、呼吸と連動する生体表皮の変動に対応して光源の位置あるいは光線の方向が変動する光源部と、この光源部からの光を生体表皮の変動位置信号として受光してこれを呼吸の周期位相に対応した電気信号に変換する半導体位置検出素子(PSD)と、この電気信号を基に呼吸同期制御信号を送出する制御回路を備え、この呼吸同期制御信号に基づいて作動時点を制御することを特徴とする。

【0014】この発明の呼吸同期制御医療機器の実施形態の一つは、呼吸と連動する生体表皮の変動に対応して光源の位置あるいは光線の方向が変動する光源部と、この光源部からの光を生体表皮の変動位置信号として受光してこれを呼吸の周期位相に対応した電気信号に変換する半導体位置検出素子(PSD)と、この電気信号を基に呼吸同期制御信号を送出する制御回路を備え、この呼吸同期制御信号に基づいて放射線照射の作動時点を制御することを特徴とする。

【0015】この発明の呼吸同期制御医療機器の他の実施形態は、呼吸と連動する生体表皮の変動に対応して光源の位置あるいは光線の方向が変動する光源部と、この光源部からの光を生体表皮の変動位置信号として受光してこれを呼吸の周期位相に対応した電気信号に変換する半導体位置検出素子(PSD)と、この電気信号を基に呼吸同期制御信号を送出する制御回路を備え、この呼吸同期制御信号に基づいて粒子線照射の作動時点を制御するものである。

【0016】この発明の呼吸同期制御医療機器の他の実施形態は、呼吸と連動する生体表皮の変動に対応して光源の位置あるいは光線の方向が変動する光源部と、この光源部からの光を生体表皮の変動位置信号として受光してこれを呼吸の周期位相に対応した電気信号に変換する半導体位置検出素子(PSD)と、この電気信号を基に呼吸同期制御信号を送出する制御回路を備え、この呼吸同期制御信号に基づいて磁場形成の作動時点を制御するものである。

【0017】この発明の呼吸同期制御医療機器の他の実施形態は、呼吸と連動する生体表皮の変動に対応して光源の位置あるいは光線の方向が変動する光源部と、この光源部からの光を生体表皮の変動位置信号として受光してこれを呼吸の周期位相に対応した電気信号に変換する半導体位置検出素子(PSD)と、この電気信号を基に呼吸同期制御信号を送出する制御回路を備え、この呼吸同期制御信号に基づいて超音波送出の作動時点を制御するものである。

【0018】この発明の呼吸同期制御医療機器の他の実施形態は、呼吸と連動する生体表皮に光源部の発光体を

固定すると共に、この発光体からの光を生体表皮の変動位置信号として受光してこれを呼吸の周期位相に対応した電気信号に変換する半導体位置検出素子(PSD)と、この電気信号を基に呼吸同期信号を送出する制御回路を備え、この呼吸同期制御信号に基づいて、放射線照射あるいは粒子線あるいは磁場形成あるいは超音波送出の作動時点を制御するものである。

【0019】この発明の呼吸同期制御医療機器の他の実施形態は、発光体とこの発光体からの光を反射する反射体で光源部を構成し、呼吸と連動する生体表皮にこの反射体を固定すると共に、この反射体からの光を生体表皮の変動位置信号として受光してこれを呼吸の周期位相に対応した電気信号に変換する半導体位置検出素子(PSD)と、この電気信号を基に呼吸同期信号を送出する制御回路を備え、この呼吸同期制御信号に基づいて放射線照射あるいは粒子線あるいは磁場形成あるいは超音波送出の作動時点を制御するものである。

【0020】またこの発明の呼吸同期制御装置および呼吸同期制御医療機器の重要な実施形態は、上記の光源部の発光体として赤外線発光ダイオードを用いるものである。

【0021】

【実施例】以下、図1および図2を参考に、この発明の一実施例を説明する。図1に示す例は、赤外線発光ダイオードとPSDを用いて人体の呼吸位相を検出して作動制御信号を出力する呼吸同期制御装置と、この呼吸同期制御装置の作動制御信号によって人体内の臓器患部へ照射する粒子線の照射作動時点が制御される呼吸同期制御放射線治療機器の実施例である。1は人体、2は人体内の臓器患部である。3は、人体(生体)1の胸腹部の皮膚(表皮)の上に貼着した赤外線発光ダイオード、4は、赤外線発光ダイオード3を発光させるための赤外線発光ダイオード駆動回路で、赤外線発光ダイオード3と赤外線発光ダイオード駆動回路4で光源部が構成されている。そして人体1の呼吸によって胸腹部の皮膚は変動し、臓器患部2の位置や、人体1の表面からの臓器患部2の深さdも呼吸に伴って周期的に変動する。同時に胸腹部の皮膚に貼着した赤外線発光ダイオード3も呼吸に同期して、その光源位置や光線の方向が変動する。5はPSDカメラで、赤外線発光ダイオード3からの光mを収束するレンズ6と、赤外線発光ダイオード3からの光をレンズ6を通して受光するPSD7がその主要部である。そして前述のようにPSD7は、赤外線発光ダイオード3からの受光位置の変動に対応した電気信号を発生させる。即ちPSD7は、赤外線発光ダイオード3からの光を呼吸周期位相に対応した人体表皮の変動信号として受光してこれを電気信号に変換する。8は、アナログ演算回路9、同期信号発生回路10、クロックパルス発生回路11などを含む制御回路で、PSD7で変換された電気信号を基に他の被制御機器、例えば放射線照射医

療機器、粒子線照射治療機器、MRI診断機器、超音波診断機器、CTスキャナーなどに作動制御信号を送出する回路である。12は、臓器患部2に粒子線nを照射する照射ポートで、加速器13から粒子線ビームが供給され、制御回路14によって、粒子線ビームnをON/OFFして照射される。そのタイミングは制御回路8によって呼吸位相と同期して制御されるものである。なお、PSD7の出力端はアナログ演算回路9に接続され、同期信号発生回路10の出力端は照射ポート12の制御回路14に接続されている。

【0022】図2は上記の呼吸同期制御装置ならびに呼吸同期制御放射線治療機器における呼吸同期制御信号波形を示すものである。同図において、波形aはアナログ演算回路9形成され、bは同期信号発生回路10で形成された同期信号である。同期信号bは照射ポート12へ作動制御信号として送出される呼吸位相信号波形で、時点 $T_1 - T_2$ 間、 $T_3 - T_4$ 間、 $T_5 - T_6$ 間は吸気過程を示し、時点 $T_2 - T_3$ 間、 $T_4 - T_5$ 間、 $T_6 - T_7$ 間は呼気過程を示している。通常人体内の臓器は呼吸による自律運動で常に変動しているが、人体表皮の変動からとらえた上記呼吸位相信号波形aと実際の臓器の変動周期はほぼ一致しておりまた一般に呼気過程から吸気過程に移る位相時点 T_1 、 T_3 、 T_5 、 T_7 ……で臓器の動きが緩慢となることが認められる。このことから、各位相時点 T_1 、 T_3 、 T_5 、 T_7 ……を中心とした若干の時間(以下「作動制御時間」と略する)に照射ポート12から粒子線nを照射すれば、臓器患部2を所定位置に比較的安定させた状態で粒子線nを臓器患部2に有効に照射することができる。そして粒子線nの照射時点をこのように制御するために、適当な閾(しきい)値eを設定し、前記呼吸位相信号波形aの値が、閾(しきい)値eを超える時点間において、図2に示すように、同期信号bにより、粒子線nの照射時点を制御して加速器13から粒子線ビームを照射ポート12へ導くようにしている。

【0022】またMRI診断機器、超音波診断機器、CTスキャナーなどの場合には、上記と同様の光源部、PSDカメラ、制御回路を用いて、上記作動制御時間内に臓器患部の映像を撮像すれば的確鮮明な像を得ることができる。

【0023】さらに図1の実施例では、赤外線発光ダイオード3を人体の表皮に固着しているが、場合によっては赤外線発光ダイオード3を人体から離して固定し、赤外線発光ダイオード3に代えて反射体を人体の表皮に貼着し、赤外線発光ダイオード3からの光をこの反射体を介した反射光としてPSDカメラ5で受光するようにしても良い。なお、光源部の発光体は白熱ランプなど赤外線発光ダイオード以外のものでも勿論よいが、PSDは赤外線域まで感応するので、可視光線を遮断して赤外光を用いれば、明るい場所においても呼吸位相を精度良く

安定に検出することができる。

【0024】

【発明の効果】上記実施例から明らかなように、この発明の呼吸同期制御装置は、呼吸に伴う生体の動きを読み取る機能を課せられない単なる光源あるいは反射体を生体表皮に固定するものであるから、生体の動きを読み取る機能センサーである歪みゲージを生体表皮に貼着する従来の手段に比し、その固定に技能を要せず簡単迅速に固定することができ、また呼吸に伴う生体表皮の変動に連動する光源の位置あるいは光線の変動を検知するセンサーとしてPSDを用い、PSDはCCDイメージセンサーに比し光に対する感応速度が極めて速く変位分解能も高いことから、光源の位置あるいは光線の変動を高精度で速く検知することができ、その結果、呼吸位相特性を精度良く迅速に検知してこれに基づく被制御機器への安定した作動制御信号を送出することができる。

【0025】またこの発明の呼吸同期制御医療機器は、上記の呼吸同期制御装置からの呼吸同期制御信号によって、重粒子線その他の放射線の照射作動時点や、磁場の形成作動時点や、超音波の送出作動時点が制御されるので、上記呼吸同期制御信号は従来より安定したものとなり、臓器患部を所定の位置に安定させた状態で放射線照射や、映像撮像を実行することができるようになる。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の実施例を示す呼吸同期制御装置と呼吸同期制御医療機器の概略構成図。

【図2】同呼吸同期制御装置ならびに呼吸同期制御医療機器における制御信号のタイミング図。

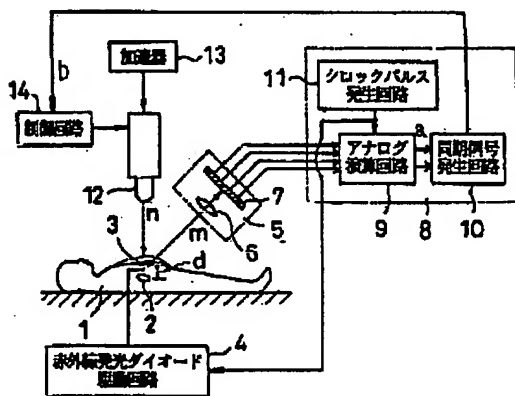
【図3】各種放射線の生体内における線量分布図。

【図4】半導体位置検出素子（PSD）の概要説明図。

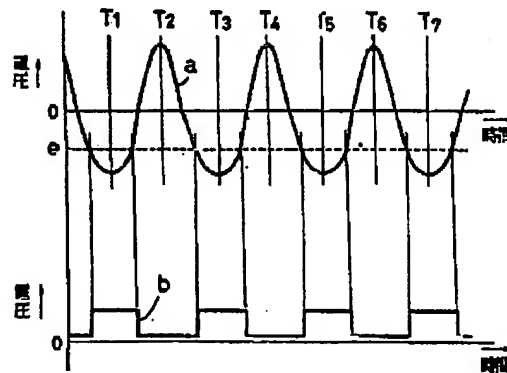
【符号の説明】

- 1：人体（生体）
- 2：臓器患部
- 3：赤外線発光ダイオード（光源部）
- 4：赤外線発光ダイオードの駆動部（光源部）
- 5：PSDカメラ
- 6：レンズ
- 7：PSD
- 8：制御回路
- 9：アナログ演算回路
- 10：同期信号発生回路
- 11：クロックパルス発生回路
- 12：照射ポート
- 13：加速器
- 14：制御回路
- d：人体表面からの臓器患部の深さ
- e：閾（しきい）値
- m：赤外線発光ダイオードからの光
- n：粒子線

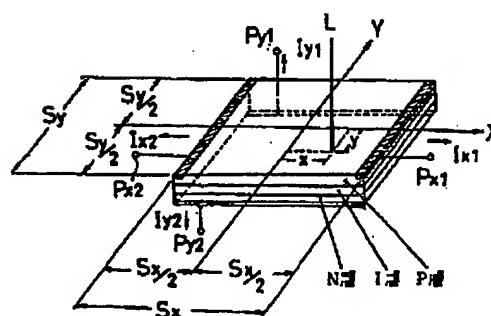
【図1】



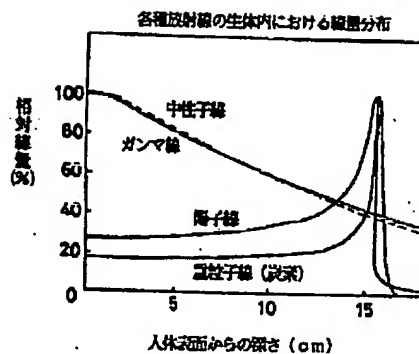
【図2】



【図4】



【図3】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C082 AA01 AC02 AC04 AC05 AC07
AE01 AG08 AG12 AJ09 AJ10
AJ20 AP08
4C093 AA22 AA25 CA08 CA34 EE30
FA18 FA47 FA53 FA60
4C096 AB08 AB12 AD27 FC20
4C301 EE07 FF27

BEST AVAILABLE COPY